

## **Análisis numérico de puntos de presión en la pisada durante la bipedestación y marcha por tiempos prolongados para el diseño de una plantilla personalizada para impresión en 3D**

Jesus Alejandro Serrato-Pedrosa\*<sup>1</sup>, Guillermo Urriolagoitia-Sosa<sup>1</sup>, Beatriz Romero-Ángeles<sup>1</sup>, Francisco Carrasco-Hernández<sup>2</sup>, Francisco Javier Gallegos-Funes<sup>1</sup>, Guillermo Manuel Urriolagoitia-Calderón<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*Instituto Politécnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Sección de Estudios de Posgrado e Investigación, Unidad Profesional Adolfo López Mateos, Zacatenco, Edif. 5, 2do Piso, Col. Lindavista, Alcaldía Gustavo A. Madero, C.P. 07320, Ciudad de México, México.*

<sup>2</sup>*Universidad Tecnológica de Durango, Departamento Académico de Mecatrónica y Energías Renovables, Carretera Durango—Mezquitán km 4.5 s/n, Gabino Santillán, Durango C.P. 34308, México.*

*\*[alejandroserrato@live.com.mx](mailto:alejandroserrato@live.com.mx)*

### **Resumen**

La distribución de la presión plantar es un parámetro ampliamente reconocido para evaluar la estructura y el comportamiento biomecánico del pie, al determinar las afecciones musculoesqueléticas y diagnosticar anomalías en los pies. Los efectos que se producen en el pie al caminar proporcionan indicadores relevantes para mejorar el rendimiento habitual o las terapias de rehabilitación. Por ello, se hace necesaria la incorporación de herramientas de Ingeniería computacionales para optimizar los análisis biomecánicos de presión plantar. La metodología empleada en esta investigación fue dirigida hacia dos casos de estudio, inicialmente en evaluar mediante El Método del Elemento Finito (MEF), los puntos de presión en la planta del pie durante la bipedestación y las cinco fases de apoyo del ciclo de marcha normal. Posteriormente, se diseñó y analizó numéricamente una plantilla personalizada imprimible en 3D para observar la respuesta mecánica en las zonas críticas plantares utilizando un dispositivo ortésico personalizado. Los resultados experimentales validaron la precisión del análisis numérico, ya que ambos métodos exhibieron comportamientos extremadamente cercanos. Al analizar la diferencia de error promedio entre todas las simulaciones numéricas y el análisis experimental para cada una de las fases para la presión máxima, se mantuvo por debajo del 5%. Esta baja discrepancia respalda la validez de las consideraciones tomadas en el modelo para estudiar la distribución de presión plantar y su utilidad en el análisis biomecánico del pie. La metodología aplicada se desacata como una herramienta complementaria en el asesoramiento clínico existente, permitiendo predecir el comportamiento del cuerpo para tomar medidas oportunas.

**Palabras Claves:** *Órtesis plantares, presión plantar; análisis de elementos finitos; imágenes médicas; medicina personalizada; baropodometría*

### **Abstract**

The distribution of plantar pressure is a widely recognized parameter for evaluating the structure and biomechanical behavior of the foot, determining musculoskeletal conditions, and diagnosing foot abnormalities. The effects produced on the foot when walking provide relevant indicators for improving normal performance or rehabilitation therapies. Therefore, it is necessary to incorporate computational engineering tools to optimize biomechanical analyses of plantar pressure. The methodology used in this research focused on two case studies, initially evaluating the pressure points on the sole of the foot during standing and the five support phases of the normal gait cycle using the Finite Element Method (FEM). Subsequently, a customized 3D-printable insole was designed and numerically analyzed to observe the mechanical response in critical plantar areas using a customized orthotic device. The experimental results validated the accuracy of the numerical analysis, as both methods exhibited extremely similar behaviors. When analyzing the average error difference between all numerical simulations and the experimental analysis for each of the phases for maximum pressure, it remained below 5%. This low discrepancy supports the validity of the

considerations taken in the model to study plantar pressure distribution and its usefulness in the biomechanical analysis of the foot. The methodology applied stands out as a complementary tool in existing clinical assessment, allowing the behavior of the body to be predicted in order to take timely measures.

**Key Words:** *Foot orthotics, plantar pressure; finite element analysis; medical imaging; personalized medicine; baropodometry*

## Introducción

La constante evolución tecnológica ha permitido brindar soluciones futuristas en diversos campos de estudio, generando una transformación radical en la forma en que se abordan temas relacionados con la salud. Esta convergencia colaborativa combina los principios de la Ingeniería con los conocimientos médicos para desarrollar soluciones innovadoras que mejoren la salud y el bienestar de las personas, donde se ha propiciado un gran auge en la multidisciplinariedad de nuevas ramas de investigación como lo es la Biomecánica, Biomedicina, Biotecnología, entre otras (Song et al., 2022). Concretamente, la Biomecánica es una disciplina que combina la Ingeniería con la Biología, se encarga de estudiar los principios físicos que explican el comportamiento de los sistemas biológicos bajo diferentes situaciones (Roupa et al., 2022). Dentro de esta emergente disciplina, se extiende una subrama de estudio como lo es el modelado computacional; esta surge como una herramienta fundamental para analizar y comprender la complejidad de los organismos vivos (Zabala-Travers, 2021).

Por medio de la creación de elementos biológicos tridimensionales, es posible replicar y predecir el comportamiento mecánico de estructuras como huesos, músculos, articulaciones y en general tejidos orgánicos (Filardi, 2018). Estos modelos permiten explorar una amplia gama de fenómenos, desde la locomoción humana hasta la prueba y desarrollo de nuevos biomateriales (Kermen & Mohammadi, 2021). Habiendo mencionado la relevancia de estudiar al cuerpo humano desde perspectivas de ciencias en conjunto, la comprensión de la pisada es un proceso biomecánico complejo que involucra evaluar su impacto en el cuerpo y en el equilibrio (McKeon et al., 2015). La construcción de modelos representando los tejidos biológicos (biomodelos) en conjunto con el enfoque de Ingeniería Mecánica, aporta herramientas y técnicas para el desarrollo de

modelos que representen los tejidos biológicos (biomodelos), de forma precisa y eficiente (Requena-Pérez et al., 2024; Zabala-Travers, 2021). De esta manera, por medio de la utilización del Método del Elemento Finito se analizan los efectos producidos en el pie durante diferentes actividades. Por lo tanto, este enfoque integral busca profundizar la comprensión de los puntos de presión y orientar hacia un asesoramiento clínico personalizado (Serrato-Pedrosa, Urriolagoitia-Sosa, Romero-Ángeles, Carrasco-Hernández, et al., 2024; Serrato-Pedrosa, Urriolagoitia-Sosa, Romero-Ángeles, Urriolagoitia-Calderón, et al., 2024).

El presente trabajo se enfoca en mejorar el diseño de plantillas ortopédicas personalizadas al analizar el comportamiento biomecánico del pie al mantener la posición natural más básica, la bipedestación. Se busca obtener los puntos de presión de la zona plantar y diseñar una plantilla imprimible personalizada para la redistribución de presión. Además, se pretende estudiar los músculos intrínsecos del pie, el comportamiento de la piel bajo presión y el efecto de usar un elemento ortopédico de contacto total en el pie.

Igualmente, los análisis numéricos no solo se centran en analizar la bipedestación, sino que también en analizar cuasi estáticamente las fases de apoyo del pie al ejercer el ciclo de marcha normal. El biomodelo generado en 3D permite capturar de manera compleja morfología de pie, lo que brinda la capacidad de análisis detallados y perspectivas que no son fácilmente alcanzables con representaciones tradicionales. Continuando con el propósito principal, esta investigación pretende proveer información confiable y a la vanguardia del comportamiento biomecánico en la región plantar al utilizar dispositivos ortopédicos, ya que los métodos experimentales a menudo no proporcionan datos suficientes para un diagnóstico preciso de la función del pie.

## Materiales y Métodos

La metodología se realizó en cuatro etapas que se desglosan de la siguiente manera.

### a) Construcción del biomodelo

El modelo biológico en 3D del pie se desarrolló en un varón mexicano adulto de 30 años de edad que presentaba un estado de salud normal a través de una Tomografía Computarizada (TC). Además, el paciente presentaba un índice de masa corporal y una morfología del pie estándar. Posteriormente, se llevó a cabo la adquisición de imágenes, visualización y segmentación de los datos DICOM para la construcción del modelo mediante el programa Simpleware ScanIP®. La interfaz del programa médico permite la segmentación de cada corte del miembro a reconstruir en los 3 planos previamente mencionados. Basado en el estándar de reconocimiento de la atenuación de los rayos X, Hounsfield (UH), lo que permite visualizar los tonos de los píxeles que componen los distintos tejidos del modelo a recrear y siendo más visibles aquellos elementos biológicos que cuenten con densidades altas (Schreiber et al., 2011). Al identificar los elementos a reconstruir en el modelo, se divide a cada uno de los tejidos en segmentos que mantienen tonos similares en la escala de Hounsfield mediante el uso del comando threshold (umbral). El cual, delimita el perímetro de los valores que le dan el contorno al tejido. Este es agrupado en un conjunto que el programa médico conoce como máscara. El número de máscaras dependerá de la cantidad de tejidos a modelar. El proceso de segmentación se centró principalmente en la reconstrucción de dos estructuras críticas de los tejidos blandos, la musculatura intrínseca del pie y la piel, y en la comprensión profunda del análisis biomecánico de los puntos de presión en la superficie plantar. Existen 22 músculos intrínsecos distribuidos en 4 capas o volúmenes diferentes en una concentración de diversos tejidos, principalmente tejido adiposo. Los músculos intrínsecos proporcionan soporte y estabilidad en el pie, en contraste con los músculos extrínsecos responsables del movimiento y las fuerzas en el pie (Jastifer, 2023). Por lo tanto, se decidió representarlos como un cuerpo sólido encapsulado del total de los músculos. Una vez realizado adecuadamente este proceso, se aplicó al modelo biológico la solidificación y el suavizado de los elementos creados para

optimizar su compleja geometría. Se generó un remallado en el biomodelo, dando como resultado una estructura de malla computacionalmente eficiente y más adecuada para su posterior discretización. Todos los procedimientos computacionales se llevaron a cabo con el software Materialise 3-Matic®.

### b) Análisis numéricos del biomodelo

El desarrollo de las simulaciones numéricas corresponde a los distintos pasos empleados en la etapa de preprocesamiento de los programas computacionales de elementos finitos, donde destacan la asignación de propiedades mecánicas, condiciones de frontera y proceso de discretizado. Por lo tanto, la asignación de propiedades mecánicas al modelo se corresponde con las encontradas en la literatura biomecánica por Luboz y Nafiseh para el tejido muscular encapsulado y las propiedades mecánicas de la piel (Luboz et al., 2015). Además, las fuerzas de reacción del suelo en la región plantar se produjeron empleando una placa rígida mediante desplazamientos como agente externo (Su et al., 2017). Se realizaron 6 distintos casos de análisis en el biomodelo, como lo fueron estado de bipedestación y las 5 fases de apoyo del ciclo de marcha (Contacto inicial, Respuesta a la carga, Apoyo medio, Apoyo final y Prebalanceo). La aplicación del agente externo recae en la placa que realiza un desplazamiento vertical de 5 mm penetrando la superficie plantar del modelo para producir cargas verticales, ya que el peso de la persona analizada es de 80 kg (Smith et al., 2019). Este produce una fuerza de 400 N en cada pie, existiendo una relación de acuerdo a bases experimentales (Parker et al., 2015). Por otro lado, para simular las fuerzas de reacción del suelo para las fases de apoyo y de acuerdo con la literatura médica-experimental, se tiene registro que entre 1-2 mm de desplazamiento adicional se genera en la piel del pie de acuerdo al grado de dorsiflexión y plantar flexión (Kharazi et al., 2021). Por otro lado, en otra investigación se demuestra un desplazamiento similar de 1-3 mm en el antepié en la dorsiflexión de los dedos durante la fase de prebalanceo (Bojsen-Møller & Lamoreux, 1979). Incluso en diferentes investigaciones se emplean rangos entre 6-10 mm como elemento de indentación en la parte del antepié para evaluar la respuesta del talón

y de entre 10-14 mm(Chokhandre et al., 2012). Mediante el uso de ultrasonidos y ecografías, se aprecia un estiramiento en la piel de la planta del pie de hasta 10 mm en las zonas de contacto del pie con el suelo durante la marcha(Strzalkowski et al., 2015). Por lo tanto, de acuerdo a estas consideraciones en la literatura experimental, se aplicaron desplazamientos verticales entre 5.5-8.5 mm para las respectivas fases de apoyo. De esta manera se aplicaron las condiciones de frontera correspondientes para replicar estas situaciones en el pie modelado. Para lograr una alta fidelidad en los resultados, se empleó la discretización del modelo de elementos finitos con elementos sólidos 3D de alto orden con 20 nodos por elemento. El análisis abarca tres regiones distintas: piel, masa muscular encapsulada y la placa. Utilizando un discretizado fino-adaptivo en las zonas de interés y semicontrolado, se generó un total de 371.120 elementos y 196.576 nodos. Los tejidos blandos tienen características extremadamente complejas de caracterizar, al ser estructuras multicapa reforzadas con colágeno y con un comportamiento no lineal y anisotrópicos. Además de ser considerados como materiales hiperelásticos y viscoelásticos. Puntualmente, para este estudio las características de la piel y el músculo fueron simplificadas y consideradas con un comportamiento lineal-elástico, continuo, homogéneo e isotrópico. Asimismo, tomando los valores aportados en la literatura de los modelos biomecánicos del pie por Luboz(Luboz et al., 2015).

#### c) Validación numérico-experimental (Estudio de Baropodometría)

Se realizó un estudio baropodométrico para validar la fiabilidad de las hipótesis y la biofidelidad del modelo. En el presente estudio se utilizó el software FreeSTEP® y el baropodómetro Professional 180 cm × 50 cm Platform para cuantificar los puntos de presión durante un análisis estático y del ciclo de marcha. utiliza sensores resistivos, conductores de oro de 24 K con revestimiento de aislante que alcanzan hasta 500 Hz de frecuencia, adquiriendo 3 huellas por paso completo que profundizan la información obtenida sobre los efectos de las fuerzas de reacción del suelo. La alta adquisición de datos permite conseguir alrededor de 400 fotogramas por segundo de acuerdo al ritmo o velocidad con la que se realice el estudio,

donde el pie es seccionado en 8 regiones anatómicas, separando principalmente al retropié, mediopié y antepié. Utilizando los valores y secciones proporcionados por el programa, se compararon los resultados experimentales obtenidos con las predicciones del modelo numérico resueltas mediante el MEF.

#### d) Diseño y simulación del comportamiento con plantilla personalizada

Se revisaron diversas metodologías para el diseño de plantilla específico para el biomodelo utilizado en el análisis de presión plantar(Anggoro et al., 2021; Cheng et al., 2021; Danko et al., 2023; Li et al., 2020). Teniendo como principal elemento el modelo tridimensional del pie derecho del paciente, se utilizó una combinación de procedimientos tradicionales y tecnológicos para cumplir con los criterios de personalización necesarios en el proceso de diseño, para la construcción de una órtesis plantar de contacto total no correctiva que orille al desempeño óptimo del pie. El modelo biológico del pie se colocó justo encima de la plantilla, utilizando operaciones booleanas y trabajando con superficies para crear una plantilla personalizada basada en diseños paramétricos establecidos por herramientas computarizadas especializadas en el diseño de plantillas(Hu et al., 2021; Jonnala & Kumar, 2023; Zuñiga et al., 2022). El uso y modelado de superficies para el diseño de la plantilla permitió suavizar ciertas regiones y ajustar la órtesis a la morfología del pie, principalmente la zona del soporte para el arco medial, altura de la cuña lateral y medial, la región metatarsal y la parte de la talonera. Se empleó una plantilla de contacto total personalizada y diseñada en 3D a la que se le asignaron propiedades de Poliuretano Termoplástico (TPU) para analizar el comportamiento biomecánico y los efectos de atenuación de los puntos de contacto de presión plantar máxima dentro de un calzado ortopédico específico para un paciente bajo una posición anatómica y unos principios mecánicos idénticos, simulando los 6 casos previos. Esta inclusión refleja la práctica habitual de los dispositivos ortopédicos, en los que las propiedades amortiguadoras de la plantilla absorben una parte significativa de las fuerzas de reacción del suelo(Van Alsenoy et al., 2023). La base médica de los estudios sobre la región plantar demuestra que las

plantillas modeladas paraméricamente influyen de forma demostrable en el comportamiento biomecánico óptimo(Xie et al., 2021; Zolfagharian et al., 2021). La selección del TPU como material para la plantilla se consideró tras analizar diversas investigaciones que destacaban sus características ventajosas, como los efectos de amortiguación que favorecen la redistribución de puntos de sobrecarga, resistencia a la compresión y alivio de malestares(Rodríguez-Parada et al., 2021; Rohm & Manas-Zloczower, 2023). Asimismo, por su capacidad de ser utilizada en la manufactura aditiva(Li et al., 2020), ofreciendo soluciones impresas en 3D rentables y personalizables. En la Figura 1 se aprecian las medidas de los parámetros más importantes

de la órtesis plantar como lo son la longitud total, longitud interior, longitud exterior, ancho interior, ancho exterior, radio de la talonera (zona del talón), radio del hallux (dedo gordo), espesor general y espesor de la talonera. El espesor de la plantilla es de 3 mm, este es el grosor habitual en los dispositivos de soporte plantar para actividades comunes de bajo impacto (Mendes et al., 2020). Igualmente, el espesor no es un factor crucial al utilizar TPU, ya que resistencia es proporcional al parámetro del relleno durante la impresión, independientemente del grosor de la plantilla, por lo que el porcentaje de infill es realmente el factor determinante cuando se genera un producto de este material con manufactura aditiva(Lee et al., 2019).

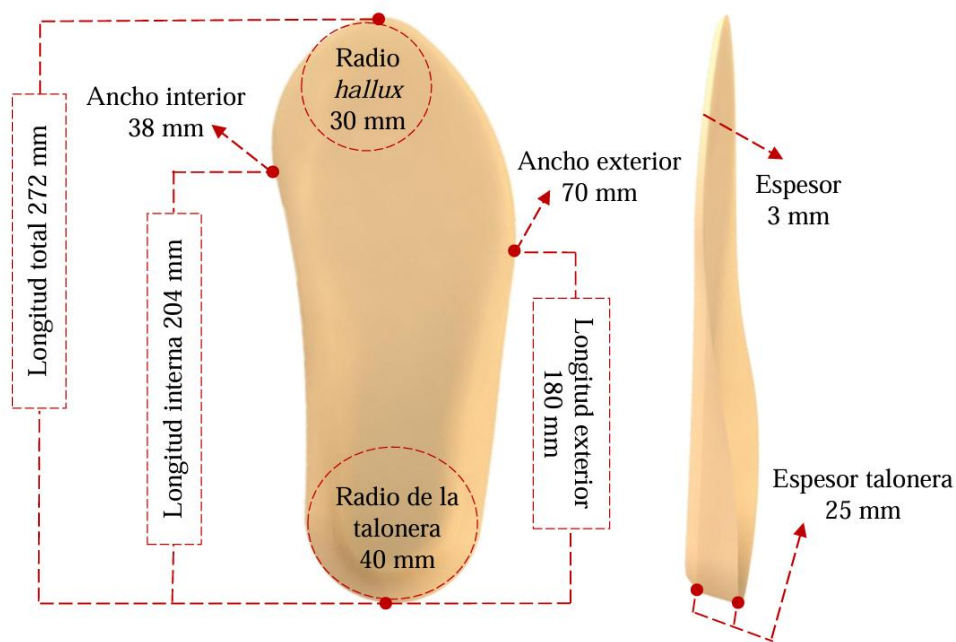


Figura 1. Medidas paramétricas del diseño de la plantilla personalizada

## Resultados y discusión

### Resultados análisis numéricos del biomodelo en bipedestación y fases de apoyo

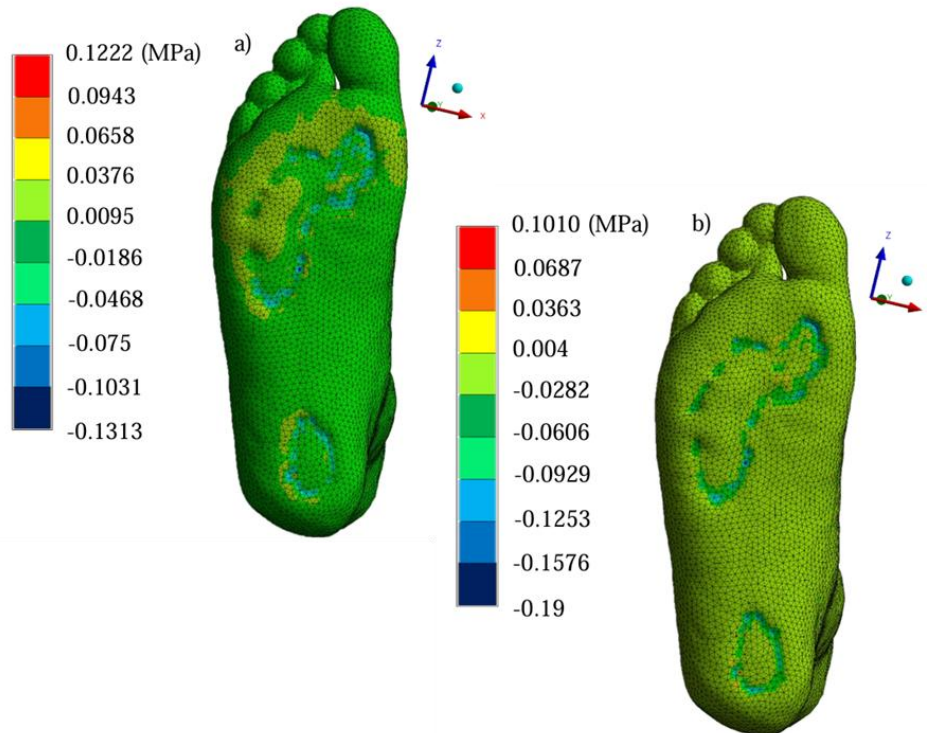
La convergencia de las ecuaciones del análisis numérico permitió la obtención de resultados predictivos precisos de la presión; previamente se empleó la teoría falla de von Mises, esfuerzos principales máximos y mínimos debido a su capacidad para proporcionar valiosos datos de estimación en el comportamiento biomecánico de la planta del pie, ya que estas teorías analizan diferentes tipos de esfuerzos en todos los ejes

y planos. Por lo tanto, es ideal para evaluar las propiedades dúctiles del biomodelo y las complejas condiciones de la región plantar bajo el ciclo de la marcha. Los resultados de los análisis numéricos mostraron que los valores más altos de presión plantar distribuida se encuentran alrededor de 0.050-0.063 MPa (variando de tensión a compresión según la teoría de falla analizada) en el modelo muscular (Figura 2). Por otro lado, el estudio baropodométrico arrojó un valor presión máxima de 0.0686 MPa (presión dado por la plataforma 700 gr/cm<sup>2</sup>). Con lo que, las

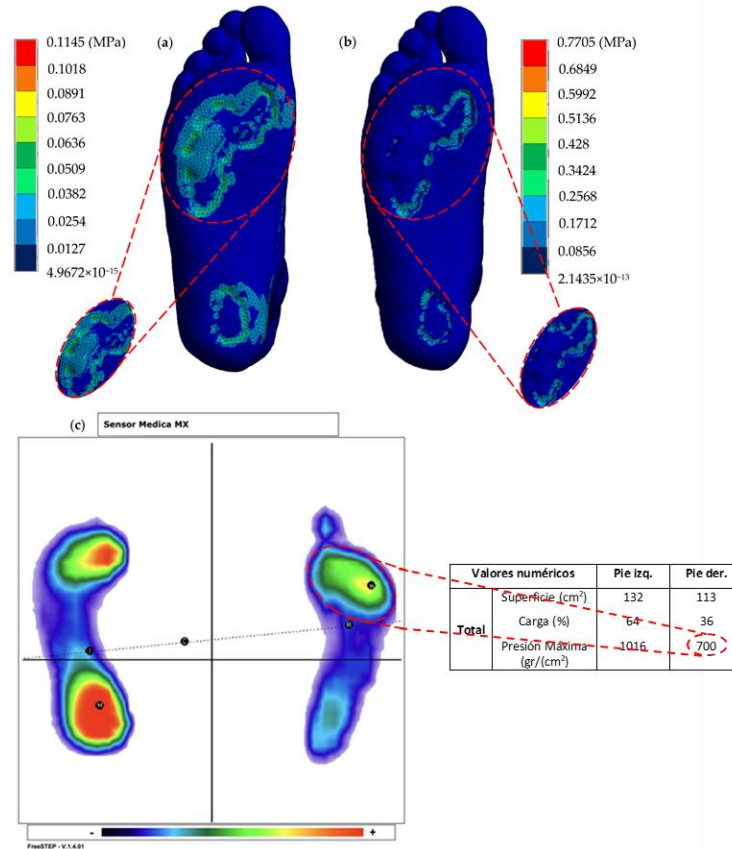
# Artículos

teorías mostraron un comportamiento bastante similar con respecto al análisis experimental, a pesar de los diferentes criterios empleados (únicamente esfuerzos nominales y combinación con esfuerzos cortantes). La estrecha similitud entre los valores obtenidos del análisis experimental y numérico, particularmente con el modelo de Perrier, indicó con mayor precisión la predicción en la distribución de presión plantar máxima y media (Figura 3). Esta validación respalda la confiabilidad del modelo para estudiar la distribución de presión plantar y su impacto en la Biomecánica del pie durante la bipedestación. Por otro lado, los resultados de los análisis de las distintas fases de apoyo del ciclo de marcha indican que, la fase más crítica se presenta durante el prebalanceo

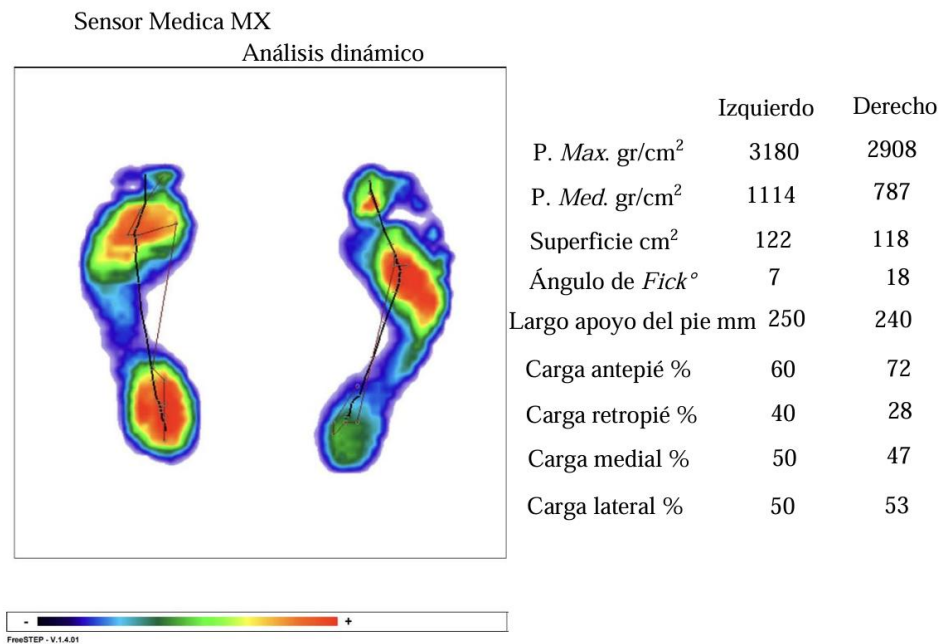
donde los campos de esfuerzos más elevados se distribuyen en la zona superior de la primera cabeza metatarsal y el hallux, donde se genera una distribución de esfuerzos en forma de anillo; esta manera en que la zona plantar se comporta debe interpretarse considerando las limitaciones del modelo, particularmente el uso exclusivo de tejidos blandos. La mayoría de los análisis revelaron una distribución de esfuerzos uniforme, representada por tonos verdes en la escala de colores, con valores entre 0.055 y 0.08 MPa, lo que igualmente coincide con la presión promedio general. Esta observación se corrobora con el resultado del estudio baropodométrico, que registró un valor de 787 gr/cm<sup>2</sup> (equivalente a 0.0771 MPa) (Figura 4).



**Figura 2.** Evaluación numérica en bipedestación. (a) Esfuerzos principales máximos. (b) Esfuerzos principales mínimos



**Figura 3.** Comparación de resultados numéricos y experimentales. a) Modelo con propiedades de Perrier. b) Modelo con propiedades de Nafiseh. c) Estudio baropodométrico. (Serrato-Pedrosa, Urriolagoitia-Sosa, Romero-Ángeles, Urriolagoitia-Calderón, et al., 2024)



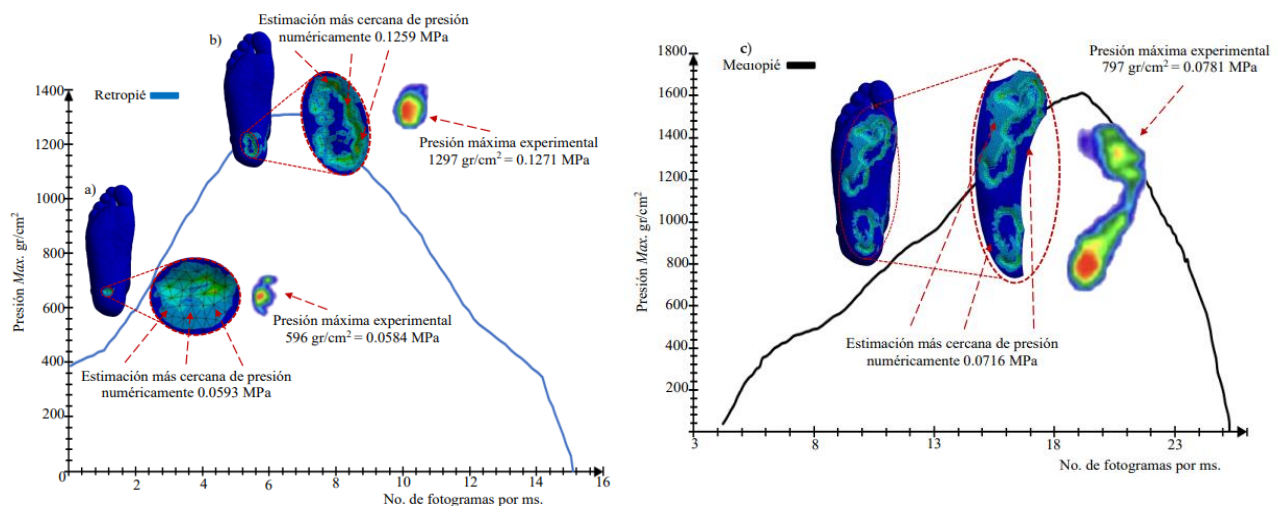
**Figura 4.** Valoración clínica del análisis dinámico. Imagen tomada de (Serrato-Pedrosa, Urriolagoitia-Sosa, Romero-Ángeles, Carrasco-Hernández, et al., 2024)

# Artículos

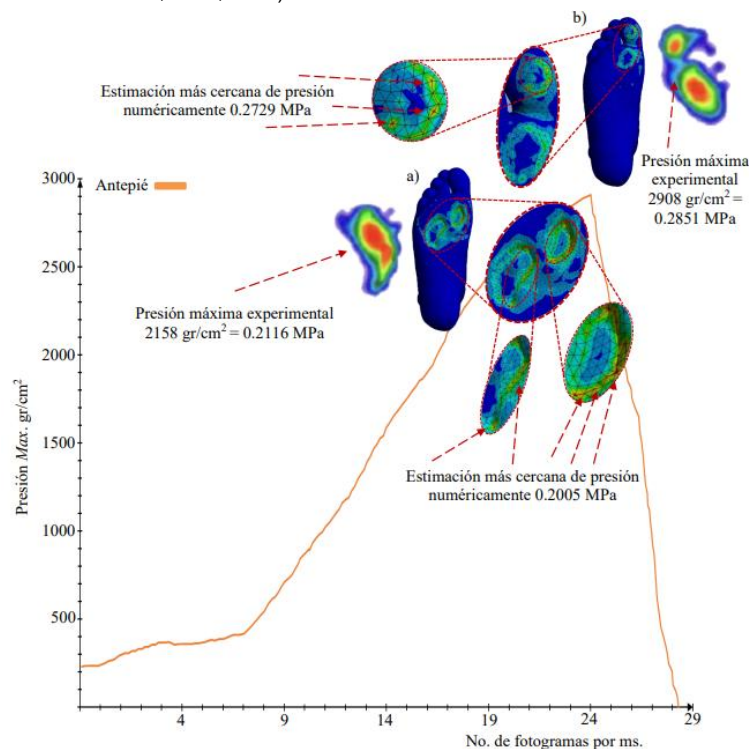
## Resultados de validación numérico-experimental

Para el proceso de validación, se compararon los resultados numéricos y los valores máximos de presión plantar en cada una de las cinco fases de apoyo con los adquiridos en el estudio baropodométrico de la marcha y el análisis estático. La comparación entre los resultados experimentales y numéricos en el

análisis estático demostró que las propiedades de Luboz eran más acercadas con la prueba de baropodometría; por lo tanto, esta fue usada en la corroboración del ciclo de marcha. En la Figura 5 y 6, se realizó una comparación entre los resultados experimentales y numéricos de la presión plantar máxima.



**Figura 5.** Comparación de resultados experimentales y numéricos en primeras fases del ciclo de marcha. a) Fase de contacto inicial. b) Fase de respuesta a la carga. c) Fase de apoyo medio. Imagen tomada de(Serrato-Pedrosa, Urriolagoitia-Sosa, Romero-Ángeles, Carrasco-Hernández, et al., 2024)



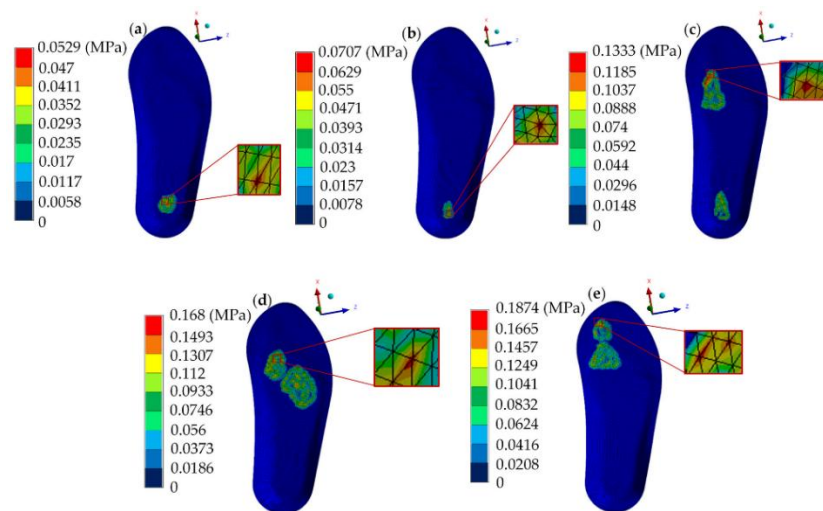
**Figura 6.** Comparación de resultados experimentales y numéricos en fases finales del ciclo de marcha. a) Fase de apoyo final. b) Fase de prebalanceo. Imagen tomada de(Serrato-Pedrosa, Urriolagoitia-Sosa, Romero-Ángeles, Carrasco-Hernández, et al., 2024)

## Resultados del comportamiento con plantilla personalizada

Los análisis numéricos del modelo durante las fases de apoyo del ciclo de la marcha respaldan la selección del material y el diseño paramétrico de la plantilla, lo que permite atenuar considerablemente los picos de presión plantar, especialmente en fases de apoyo críticas como el contacto inicial y el prebalanceo. En lo que respecta al análisis con plantilla del contacto inicial, con la implementación de la plantilla los esfuerzos son ampliamente distribuidos en el retropié; minimizando el punto donde se concentran los esfuerzos, disminuyendo el valor máximo de 0.1334 MPa a 0.0529 MPa. Asimismo, se generó un efecto similar en la fase de respuesta a la carga, donde los esfuerzos son redistribuidos en la parte central y no concentrándose alrededor; lo que atenúa el valor de presión plantar máximo. A diferencia de la bipedestación, en la fase de apoyo medio, al no mantener contacto con toda la planta del pie y preferentemente en contacto con la primera cabeza metatarsal del antepié y el retropié (lo que representa una fase más crítica), la presión máxima disminuye. De esta manera, el efecto generado con la plantilla se disipa en su mayoría, teniendo un comportamiento adecuado de concentrarse en la parte superior de la primera cabeza metatarsal cuando se desempeña la marcha normal. Para las fases finales de apoyo, en el apoyo final el espectro generado se asemeja al generado sin plantilla; sin embargo, los esfuerzos son reducidos sobre todo en la parte central del antepié y disminuyen las

concentraciones en la parte inferior de la parte medial del antepié. Finalmente, para la fase del prebalanceo la aplicación de la plantilla permitió que una amortiguación en el antepié, disminuyendo los esfuerzos específicamente en la punta del dedo gordo, para redistribuir mayormente en la parte central inferior del hallaux. Asimismo, el punto de presión máximo fue aminorado a un pequeño punto, bajando de 0.2729 MPa a 0.1874 MPa. De esta manera en la Figura 7 se muestran los resultados de la presión plantar utilizando la plantilla específica para el paciente simulando las cinco fases de apoyo. Estos resultados permiten visualizar la redistribución de la presión en la planta del pie.

Los diferentes análisis numéricos mostraron el comportamiento de la planta del pie bajo diferentes condiciones, específicamente al mantener bipedestación y durante las fases de apoyo del ciclo de marcha. En donde se presenta el espectro de distribución de presión plantar y los puntos máximos de presión. Los resultados obtenidos respaldan la utilidad del análisis numérico en el estudio de los tejidos blandos de pie. Finalmente, los métodos presentados en esta investigación abordan con éxito las necesidades específicas que cada paciente requiere en relación con la prescripción ortésica, desde la reconstrucción morfológica del pie hasta la aplicación de simulaciones numéricas que analizan la precisión del diseño de la plantilla y las propiedades de amortiguación asignadas para redistribuir adecuadamente los puntos de presión excesiva.



**Figura 7.** Esfuerzo de von Mises en la región plantar de la plantilla diseñada para todas las fases de apoyo. a) Fase de contacto inicial. b) Fase de respuesta a la carga. c) Fase de apoyo medio. d) Fase de apoyo final. e) Fase de prebalanceo. Imagen tomada de (Serrato-Pedrosa, Urriolagoitia-Sosa, Romero-Ángeles, Carrasco-Hernández, et al., 2024)

## Conclusiones

Conclusiones Los resultados y observaciones del presente trabajo de investigación demostraron que la reconstrucción de modelos biológicos tridimensionales en combinación con simulaciones numéricas se posiciona como una metodología de asistencia a corto plazo para procedimientos médicos tales como la planificación quirúrgica, prescripción de dispositivos ortopédicos, terapias de rehabilitación y el desarrollo de principios biomecánicos más sólidos para la educación. Las técnicas emergentes para diseñar y desarrollar órtesis planares personalizadas de alto calidad se enfocan en materiales imprimibles en 3D, los cuales suelen ser evaluados numéricamente antes de su impresión y uso posterior. De igual manera, el uso de tecnologías de impresión 3D ha sido cada vez más reconocido como un estándar para el diseño y la reconstrucción de órtesis debido a su desempeño óptimo. El empleo de estos procedimientos tecnológicos resulta ventajoso por su eficiencia temporal y asequibilidad en comparación con los procedimientos tradicionales. El MEF se ha consolidado como una herramienta poderosa para evaluar el comportamiento de los tejidos biológicos, ofreciendo información valiosa para comprender su complejidad. Esta técnica de ingeniería numérica tiene el potencial de generar un impacto aún mayor en el campo médico. Cabe destacar que la aplicación de este método requiere un sólido conocimiento de mecánica, conocimientos en la segmentación del modelo y un equipo computacional potente. El análisis numérico puede aplicarse a diversos enfoques y, junto con la supervisión médica, puede impulsar técnicas más sofisticadas para evaluar la complejidad del cuerpo humano. Es importante mencionar que el análisis numérico no reemplaza las pruebas experimentales, sino que se destaca como una metodología complementaria para los procedimientos médicos existentes. Permitiendo predecir el comportamiento del cuerpo para tomar medidas oportunas. Por lo tanto, los métodos aplicados en este trabajo tienen el potencial de transformar los procedimientos de personalización tradicionales en el campo médico, con la intención de crear dispositivos protésicos y ortésicos específicos al usuario. En consecuencia, todos los métodos descritos en la presente tesis se alinean con los avances

recientes en la Biomecánica del pie, cuyo objetivo es revolucionar la industria del calzado y la Ortopedia de miembros inferiores, contribuyendo a la mejora de los tratamientos de rehabilitación y la calidad de vida de las personas a través de órtesis plantares enfocadas en satisfacer las necesidades individuales específicas.

## Referencias

- Anggoro, P., Bawono, B., Jamari, J., Tauviqirrahman, M., & Bayuseno, A. (2021). Advanced design and manufacturing of custom orthotics insoles based on hybrid Taguchi-response surface method. *Heliyon*, 7(3), e06481. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2021.e06481>
- Bojsen-Møller, F., & Lamoreux, L. (1979). Significance of free dorsiflexion of the toes in walking. *Acta Orthopaedica*, 50(4), 471-479. <https://doi.org/10.3109/17453677908989792>
- Cheng, K.-W., Peng, Y., Chen, T. L.-W., Zhang, G., Cheung, J. C.-W., Lam, W.-K., Wong, D. W.-C., & Zhang, M. (2021). A Three-Dimensional Printed Foot Orthosis for Flexible Flatfoot: An Exploratory Biomechanical Study on Arch Support Reinforcement and Undercut. *Materials*, 14(18), 5297. <https://doi.org/10.3390/ma14185297>
- Chokhandre, S., Halloran, J. P., van den Bogert, A. J., & Erdemir, A. (2012). A three-dimensional inverse finite element analysis of the heel pad. *Journal of Biomechanical Engineering*, 134(3), 031002. <https://doi.org/10.1115/1.4005692>
- Danko, M., Sekac, J., Dzivakova, E., Zivcak, J., & Hudak, R. (2023). 3D printing of individual running insoles—A case study. *Orthopedic Research and Reviews*, 15, 105-118. <https://doi.org/10.2147/ORR.S399624>
- Filardi, V. (2018). Finite element analysis of the foot: stress and displacement shielding. *Journal of Orthopaedics*, 15(4), 974-979. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2018.08.037>
- Hu, C.-W., Dabnichki, P., Baca, A., Nguyen, C. T., & Pang, T. Y. (2021). Preventive strategy of flatfoot deformity using fully automated procedure. *Medical Engineering & Physics*, 95, 15-24.

<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2021.07.006>

Jastifer, J. R. (2023). Intrinsic muscles of the foot: Anatomy, function, rehabilitation. *Physical Therapy in Sport*, 61, 27-36. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2023.02.005>

Jonnala, U. K., & Kumar, Y. R. (2023). Design and development of fused deposition modeling (FDM) 3D-Printed Orthotic Insole by using gyroid structure. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 145, 106005. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.106005>

Kermen, E., & Mohammadi, H. (2021). Mechanics of foot orthotics: Material properties. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 45(8), 627-641. <https://doi.org/10.1080/03091902.2021.1940332>

Kharazi, M., Bohm, S., Theodorakis, C., Mersmann, F., & Arampatzis, A. (2021). Quantifying mechanical loading and elastic strain energy of the human Achilles tendon during walking and running. *Scientific Reports*, 11(1), 5830. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-84847-w>

Lee, H., Eom, R.-i., & Lee, Y. (2019). Evaluation of the Mechanical Properties of Porous Thermoplastic Polyurethane Obtained by 3D Printing for Protective Gear. *Advances in Materials Science and Engineering*, 2019(1), 5838361. <https://doi.org/10.1155/2019/5838361>

Li, J., Shu, W., Yang, Y., & Yan, R. (2020). Parametric modeling and performance analysis of a personalized insole based on 3D scanning and selective laser sintering. *International Journal of Computer Integrated Manufacturing*, 33(9), 936-945. <https://doi.org/10.1080/0951192X.2020.1815849>

Luboz, V., Perrier, A., Bucki, M., Diot, B., Cannard, F., Vuillerme, N., & Payan, Y. (2015). Influence of the calcaneus shape on the risk of posterior heel ulcer using 3D patient-specific biomechanical modeling. *Annals of Biomedical Engineering*, 43(2), 325-335. <https://doi.org/10.1007/s10439-014-1182-6>

McKeon, P. O., Hertel, J., Bramble, D., & Davis, I. (2015). The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine*, 49(5), 290. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092690>

Mendes, A. A. M. T., de Almeida Silva, H. J., Costa, A. R. A., Pinheiro, Y. T., de Almeida Lins, C. A., & de Souza, M. C. (2020). Main types of insoles described in the literature and their applicability for musculoskeletal disorders of the lower limbs: A systematic review of clinical studies. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 24(4), 29-36. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2020.06.001>

Parker, D., Cooper, G., Pearson, S., Crofts, G., Howard, D., Busby, P., & Nester, C. (2015). A device for characterising the mechanical properties of the plantar soft tissue of the foot. *Medical Engineering & Physics*, 37(11), 1098-1104. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.08.008>

Requena-Pérez, M., Andrés-Cano, P., Galán-Romero, L., & Suffo, M. (2024). Comparative study of biomodels manufactured using 3D printing techniques for surgical planning and medical training. *Expert Review of Medical Devices*, 21(3), 239-248. <https://doi.org/10.1080/17434440.2024.2306884>

Rodríguez-Parada, L., de la Rosa, S., & Mayuet, P. F. (2021). Influence of 3D-Printed TPU Properties for the Design of Elastic Products. *Polymers*, 13(15), 2519. <https://doi.org/10.3390/polym13152519>

Rohm, K., & Manas-Zloczower, I. (2023). A micromechanical approach to TPU mechanical properties: Framework and experimental validation. *Mechanics of Materials*, 180, 104627. <https://doi.org/10.1016/j.mechmat.2023.104627>

Roupa, I., da Silva, M. R., Marques, F., Gonçalves, S. B., Flores, P., & da Silva, M. T. (2022). On the modeling of biomechanical systems for human movement analysis: a narrative review. *Archives of Computational Methods in Engineering*, 29(7), 4915-4958. <https://doi.org/10.1007/s11831-022-09757-0>

# Artículos

Schreiber, J. J., Anderson, P. A., Rosas, H. G., Buchholz, A. L., & Au, A. G. (2011). Hounsfield Units for Assessing Bone Mineral Density and Strength: A Tool for Osteoporosis Management. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 93(11), 1057-1063. <https://doi.org/10.2106/jbjs.J.00160>

Serrato-Pedrosa, J. A., Urriolagoitia-Sosa, G., Romero-Ángeles, B., Carrasco-Hernández, F., Gallegos-Funes, F. J., Trejo-Enriquez, A., Carbajal-López, A., Gomez-Niebla, J. A., Correa-Corona, M. I., & Urriolagoitia-Calderón, G. M. (2024). Numerical Analysis of the Plantar Pressure Points during the Stance Phases for the Design of a 3D-Printable Patient-Specific Insole. *Prosthesis*, 6(3), 429-456. <https://doi.org/10.3390/prosthesis6030032>

Serrato-Pedrosa, J. A., Urriolagoitia-Sosa, G., Romero-Ángeles, B., Urriolagoitia-Calderón, G. M., Cruz-López, S., Urriolagoitia-Luna, A., Carbajal-López, D. E., Guereca-Ibarra, J. R., & Murillo-Aleman, G. (2024). Biomechanical Evaluation of Plantar Pressure Distribution towards a Customized 3D Orthotic Device: A Methodological Case Study through a Finite Element Analysis Approach. *Applied Sciences*, 14(4), 1650. <https://doi.org/10.3390/app14041650>

Smith, S. G., Yokich, M. K., Beaudette, S. M., Brown, S. H., & Bent, L. R. (2019). Effects of foot position on skin structural deformation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 95, 240-248. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.04.012>

Song, Y., Shao, E., Bíró, I., Baker, J. S., & Gu, Y. (2022). Finite element modelling for footwear design and evaluation: A systematic scoping review. *Heliyon*, 8(10), e10940. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e10940>

Strzalkowski, N. D. J., Triano, J. J., Lam, C. K., Templeton, C. A., & Bent, L. R. (2015). Thresholds of skin sensitivity are partially influenced by mechanical properties of the skin on the foot sole. *Physiological Reports*, 3(6), e12425. <https://doi.org/10.14814/phy2.12425>

Su, S., Mo, Z., Guo, J., & Fan, Y. (2017). The Effect of Arch Height and Material Hardness of Personalized Insole on Correction and Tissues of Flatfoot. *Journal of Healthcare Engineering*, 2017(1), 8614341. <https://doi.org/10.1155/2017/8614341>

Van Alsenoy, K., van der Linden, M. L., Ryu, J. H., Girard, O., Al Raisi, L., & Santos, D. (2023). Isolated and combined effects of EVA and TPU custom foot orthoses on constant speed, treadmill running kinematics. *Frontiers in Earth Science*, Volume 11 - 2023, 1170661. <https://doi.org/10.3389/feart.2023.1170661>

Xie, J., Zhou, Z., Luo, T., Pang, H., Meng, X., & Zhou, F. (2021). Study on design and additive manufacturing of customized bionic sports sole for the elderly. *IEEE Access*, 9, 69830-69838. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2021.3078162>

Zabala-Travers, S. (2021). Biomodeling and 3D printing: a novel radiology subspecialty. *Annals of 3D Printed Medicine*, 4, 100038. <https://doi.org/10.1016/j.stlm.2021.100038>

Zolfagharian, A., Lakhi, M., Ranjbar, S., & Bodaghi, M. (2021). Custom shoe sole design and modeling toward 3D printing. *International Journal of Bioprinting*, 7(4), 396. <https://doi.org/10.18063/ijb.v7i4.396>

Zuñiga, J., Moscoso, M., Padilla-Huamantínco, P. G., Lazo-Porras, M., Tenorio-Mucha, J., Padilla-Huamantínco, W., & Tincopa, J. P. (2022). Development of 3D-Printed Orthopedic Insoles for Patients with Diabetes and Evaluation with Electronic Pressure Sensors. *Designs*, 6(5), 95. <https://doi.org/10.3390/designs6050095>